

日本国特許庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

JC530 U.S. PTO
09/523332
03/10/00

#3

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application:

1999年 3月17日

出願番号
Application Number:

平成11年特許願第072329号

出願人
Applicant(s):

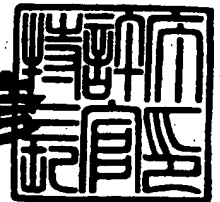
オリンパス光学工業株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2000年 1月14日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

近藤 隆彦



出証番号 出証特平11-3094262

【書類名】 特許願

【整理番号】 99P00336

【提出日】 平成11年 3月17日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 H04N 5/232

【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡システム

【請求項の数】 2

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

 【氏名】 望田 明彦

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

 【氏名】 斉藤 克行

【特許出願人】

 【識別番号】 000000376

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

 【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

 【代表者】 岸本 正壽

【代理人】

 【識別番号】 100076233

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 013387

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡システム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内部に固体撮像素子を備えた内視鏡撮像装置と、該内視鏡撮像装置の信号伝送系を介して接続され、標準的な映像信号を生成する映像処理装置とを備えた内視鏡装置において、

前記内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに対して適正なタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 それぞれ固体撮像素子と、該固体撮像素子と接続され、長さが異なる信号伝送系とを備えた少なくとも第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と、該第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と着脱自在に接続され、標準的な映像信号を生成する共通の映像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、

前記第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに対して適正なタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けたことを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は内視鏡画像を撮像する内視鏡撮像装置及び内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、医療用分野及び工業用分野で内視鏡が広く用いられるようになった。また、最近では、内視鏡画像を撮像する内視鏡撮像装置を備えた内視鏡装置が広く用いられるようになった。その従来技術として例えば特開平 6 - 8 6 1 3 8 号公報がある。

【0003】

この従来技術では、撮像装置と画像処理装置（或いは映像処理装置）とを接続するケーブルでの信号遅延が発生するので、このケーブル長補正のために、CCD出力信号から基準信号を生成し、位相調整回路とLPFとVCOで構成されるPLL回路で位相調整を行い、各種タイミングパルスを作成している。

【0004】

上記特開平 6 - 8 6 1 3 8 号公報の問題点は、ケーブル長補正のために、PLL回路で位相調整を行い、各種タイミングパルスを作成しているため、画像処理装置（或いは映像処理装置）内の回路が複雑化し、さらに長さの異なる複数種類の電子内視鏡が接続される場合、それぞれでPLL回路を精度良く動作させることは困難であった。

【0005】

また、CCD駆動回路を画像処理装置（或いは映像処理装置）内に設けているため、駆動条件の異なる固体撮像素子を使用する場合、それぞれの固体撮像素子に応じて、駆動回路を設ける必要があり、回路が複雑化する。

【0006】

一方、特開平 6 - 1 0 5 8 0 7 号公報と特開平 5 - 1 7 6 8 8 3 号公報とがある。

特開平 6 - 1 0 5 8 0 7 号公報と特開平 5 - 1 7 6 8 8 3 号公報による従来技

術では、相関二重サンプリングするためのサンプリング信号の位相をケーブル長に応じて調整している。

【0 0 0 7】

【発明が解決しようとする課題】

特開平 6－1 0 5 8 0 7 号公報と特開平 5－1 7 6 8 8 3 号公報による従来技術では、相関二重サンプリングするためのサンプリング信号の位相をケーブル長に応じて調整しているため、これらの方式では映像処理するための C C U 内のクロックもそれに合わせて位相調整する必要があり、この位相調整による位相差情報を何らかの形で C C U に導く必要がある。

また、この位相差情報に応じて映像信号処理のタイミング等を変更しなければならない。

【0 0 0 8】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、ケーブル長（信号伝送系の長さ）が異なる電子内視鏡等の内視鏡撮像装置が接続される場合でも P L L 回路を必要とすることなく、簡単な構成で精度良くタイミング調整を行うことができる内視鏡装置及び内視鏡システムを提供することを目的としている。

【0 0 0 9】

また、駆動条件の異なる複数の固体撮像素子を使用する場合でも、複数の駆動回路を映像処理装置内に設ける必要がない内視鏡装置及び内視鏡システムを提供することである。

【0 0 1 0】

【課題を解決するための手段】

内部に固体撮像素子を備えた内視鏡撮像装置と、該内視鏡撮像装置の信号伝送系を介して接続され、標準的な映像信号を生成する映像処理装置とを備えた内視鏡装置において、

前記内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプ

リングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに対して適正なタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けたことにより、信号伝送系の長さが異なる場合でも、その信号伝送系を備えた内視鏡撮像装置側の位相調整回路により、タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに精度良く調整することができ、従って映像処理装置にはサンプリング信号のタイミングに調整された所定のタイミングでサンプリングされた出力信号が入力され、映像処理装置の構成を簡素化できる。

【0 0 1 1】

また、それぞれ固体撮像素子と、該固体撮像素子と接続され、長さが異なる信号伝送系とを備えた少なくとも第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と、該第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と着脱自在に接続され、標準的な映像信号を生成する共通の映像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、

前記第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに対して適正なタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けたことにより、信号伝送系の長さが異なる第 1 或いは第 2 の内視鏡撮像装置が映像処理装置に接続された場合でも、その信号伝送系を備えた第 1 或いは第 2 の内視鏡撮像装置側の位相調整回路により、タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに精度良く調整することができ、従って信号伝送系の長さが異なる第 1 或いは第 2 の内視鏡撮像装置の場合でも、映像処理装置にはサンプリング信号のタイミングに調整された所定のタイミングでサンプリングされた出力

信号が入力され、共通の映像処理装置で映像処理でき、その構成を簡素化できる。

【0 0 1 2】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 6 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の内視鏡装置の構成を示し、図 2 は内視鏡撮像装置としてのテレビカメラ側の電気系の構成を示し、図 3 は C C U の電気系の構成を示し、図 4 は位相調整回路の構成を示し、図 5 は C D S 回路による信号成分サンプリングの動作を示し、図 6 は電子内視鏡を用いた場合の内視鏡装置の構成を示す。

【0 0 1 3】

図 1 に示すように、本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 は、光学式内視鏡 2 に撮像手段を備えたテレビカメラ 3 を装着した（内視鏡撮像装置としての）テレビカメラ外付け内視鏡 4 と、光学式内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 5 と、テレビカメラ 3 と着脱自在で接続され、標準的な映像信号を生成する映像信号処理を行うカメラコントローラユニット（以下、C C U と略記する）6 と、この C C U 6 から出力される映像信号を表示するテレビモニタ 7 とから構成される。

【0 0 1 4】

光学式内視鏡 2 は例えば硬質の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた把持部（操作部）1 2 と、この把持部 1 2 の後端に設けられた接眼部 1 3 とを有する硬性内視鏡である。

【0 0 1 5】

挿入部 1 1 内にはライトガイド 1 4 が挿通され、このライトガイド 1 4 は、把持部 1 2 のライトガイド口金に接続されるライトガイドケーブル 1 5 を介して光源装置 5 に接続され、光源装置 5 内の図示しないランプからの白色の照明光を伝送してライトガイド 1 4 の先端面から出射し、患部などの被写体を照明する。

【0 0 1 6】

先端部には対物レンズ 1 6 が設けられ、この対物レンズ 1 6 により結像される光学像は例えばリレーレンズ系 1 7 で後方側に伝送され、接眼部 1 3 に設けた接眼レンズ 1 8 により拡大観察することができる。

【0 0 1 7】

また、テレビカメラ 3 は接眼部 1 3 に着脱自在で装着（外付け）されるカメラヘッド 2 1 と、該カメラヘッド 2 1 からその基端が延出される（信号伝送系としての）カメラケーブル 2 2 と、このカメラケーブル 2 2 の末端に設けたコネクタ 2 3 とから構成され、このコネクタ 2 3 はCCU 6 に着脱自在で接続される。

【0 0 1 8】

上記カメラヘッド 2 1 内には、接眼レンズ 1 8 に対向して結像レンズ 2 4 が配置され、結像位置には固体撮像素子として電荷結合素子（CCDと略記）2 5 が配置されている。なお、光電変換するCCD 2 5 の前面にはモザイクフィルタ 2 5 a が配置され、被写体像を光学的に色分離してCCD 2 5 の撮像面に導く。

【0 0 1 9】

CCD 2 5 の裏面側には例えばバッファアンプ 2 6（図 2 参照）を形成する回路基板が配置され、CCD 2 5 及び回路基板にはカメラケーブル 2 2（内の信号ケーブル 2 7）の一端が接続され、その他端はコネクタ 2 3 の電気接点に、このコネクタ 2 3 内に設けた前処理回路 2 8 を介して接続されている。

【0 0 2 0】

この前処理回路 2 8 はCCD 2 5 から出力されるCCD出力信号が後述するCDS回路 3 1 により、信号成分を抽出するサンプリングを行う際に、CCD出力信号が信号ケーブル 2 7 により、時間遅延してタイミングがずれてしまうため、予め駆動する駆動信号のタイミングを調整して、CDS回路 3 1 でCCD出力信号における信号成分を正しく抽出できるようにタイミング調整を行うものを備えている。

【0 0 2 1】

上記コネクタ 2 3 をCCU 6 に接続することにより、前処理回路 2 8 はCCU 6 内の映像処理回路 2 9 に電氣的に接続される。そして、映像処理回路 2 9 によ

り、生成された標準的な映像信号がテレビモニタ 7 に出力される。

図 2 に示すようにカメラヘッド 2 1 内には CCD 2 5 とバッファアンプ 2 6 が設けられている。

【 0 0 2 2 】

また、コネクタ 2 3 内の前処理回路 2 8 には、CCD 出力信号に対し、相関二重サンプリングする相関二重サンプリング (CDS と略記) 回路 3 1 と、この CDS 回路 3 1 の出力信号は適正な信号レベルに調整するための自動利得調整回路 (AGC 回路) 3 2 と、AGC 出力信号をデジタル信号に変換する A/D 変換回路 3 3 とが設けられている。

【 0 0 2 3 】

また、この前処理回路 2 8 には、タイミング信号を発生するタイミングジェネレータ (図では TG と略記) 3 4 が設けられ、このタイミングジェネレータ 3 4 は CDS 回路 3 1 と A/D 変換回路 3 3 とにタイミング信号を供給するとともに、CCD 駆動信号を発生する。

【 0 0 2 4 】

CCD 駆動信号における例えば水平転送信号 ϕH 及びリセット信号 ϕR は位相調整回路 3 5 及びケーブルドライバ 3 6 を介して CCD 2 5 へ印加され、また CCD 駆動信号における例えば垂直転送信号 ϕV は位相調整回路 3 5 及びケーブルドライバ 3 6 を介することなく CCD 2 5 へ印加される。

【 0 0 2 5 】

また、図 3 に示すように CCU 6 内の映像処理回路 2 9 では、前処理回路 2 8 より出力されたデジタル映像信号をフォトカプラ 4 1 を介して、(例えば DSP で構成されている) デジタル映像処理回路 4 2 で信号処理後、D/A 変換回路 4 3 にてアナログ信号に変換して、エンコーダ 4 4 で NTSC 信号等に変換してテレビモニタ 7 に出力する。

【 0 0 2 6 】

また、同期信号発生器 (SSG) 4 5 は各種同期信号をデジタル映像処理回路 4 2、D/A 変換回路 4 3、エンコーダ 4 4 に供給するとともに、フォトカプラ 4 6 を介して前処理回路 2 8 のタイミングジェネレータ 3 1 へも同期信号を供給

する。

なお、フォトカプラ 4 1、4 6 は、患者回路と 2 次回路を電氣的に分離するためのアイソレーション手段である。

【0 0 2 7】

本実施の形態では CCU 6 内の映像処理回路 2 9 には、テレビカメラ 3 側から同期信号と一定の位相関係となる所定のタイミングのデジタルの映像信号が入力されるようになっている。つまり、テレビカメラ 3 側としては、カメラケーブル 2 2 の長さが異なるものが使用される（そして、そのケーブル長補正がテレビカメラ 3 側で行われる）が、CCU 6 内の映像処理回路 2 9 には共通化されたデジタルの映像信号が入力されるようになっており、その共通化されたデジタルの映像信号に対して映像信号処理を行って標準的な映像信号を生成し、テレビモニター 7 に出力する。

【0 0 2 8】

このような構成にすることにより、CCU 6 側での回路構成を簡単化できるようにしている。また、CCD 2 5 の画素数や駆動条件が異なる場合には、テレビカメラ 3 側に設けたタイミングジェネレータ 3 4 でそれに応じて精度良く設定でき、CCU 6 側での回路構成は共通のもので対応できるようにしている。

【0 0 2 9】

上記位相調整回路 3 5 の構成を図 4 に示す。図 4 に示すように入力信号となる水平駆動信号 ϕH 及びリセット信号 ϕR に対して同じ回路構成の位相調整を行って出力する。

タイミングジェネレータ 3 4 から出力された水平駆動信号 ϕH 及びリセット信号 ϕR は図 5 のインバータ回路 5 1、5 1' にそれぞれ入力され、さらにボリューム（可変抵抗器）5 2、5 2' 及びコンデンサ 5 3、5 3' による位相変更回路を経てインバータ 5 4、5 4' から位相が調整された水平駆動信号 $\phi H'$ およびリセット信号 $\phi R'$ として出力される。

【0 0 3 0】

この簡単な構成の位相変更回路で位相を精度良く調整することで、CCD 信号と CDS 回路 3 1 でのサンプリングパルス SHa 、 SHb の関係が図 5 のように

なるように設定する。なお、サンプリングパルス S H a はフィードスルー波形部分のレベルをサンプリングするものであり、サンプリングパルス S H b は信号波形部分のレベルをサンプリングするものである。

この際、ボリューム 5 2, 5 2' の調整は、図 2 に示すテストピン 3 8, 3 9 の信号をオシロスコープなどで観測しながら行うことにより、精度良く位相調整できる。

位相調整された水平駆動信号 $\phi H'$ およびリセット信号 $\phi R'$ はドライバ 3 6 でケーブル駆動のために電流増幅されて C C D 2 5 へ供給される。

【 0 0 3 1 】

本実施の形態ではこのように位相調整回路 3 5 により位相調整を行って C D S 回路 3 1 により、信号成分を正確に抽出する構成にしている。

つまり、撮像素子としての C C D 2 5 の出力信号が入力される C D S 回路 3 1 において、この C D S 回路 3 1 で信号成分を抽出する際、カメラケーブル 2 2 (信号ケーブル 2 7) による信号遅延の影響があるのでそのまま、サンプリングパルスにより信号成分を抽出すると、正しく信号成分を抽出できないので、本実施の形態では C C D 駆動信号側で予め位相調整回路 3 5 におけるボリューム 5 2, 5 2' で駆動信号の位相調整を行い、C D S 回路 3 1 により信号成分を抽出するタイミングに調整を行うようにしている。

【 0 0 3 2 】

この場合、位相調整回路 3 5 を撮像装置側、より具体的にはテレビカメラ 3 側に設けていて、このテレビカメラ 3 側で位相調整を行うようにしているので、テレビカメラ 3 側のカメラケーブル 2 2 (或いは信号ケーブル 2 7) のケーブル長が異なるものが C C U 6 に接続される場合でも、テレビカメラ 3 側での位相調整により簡単に対応でき、C C U 6 側の回路構成を複雑化しなくても済むようにしている。

【 0 0 3 3 】

つまり、本実施の形態では伝送経路による位相のズレを C C U 6 に入力される前に補正して、C C U 6 側ではそのズレによる影響を受けることなく、所定のタイミングで映像処理できるようにしている。

次に本実施の形態の作用を説明する。

【 0 0 3 4 】

光源装置 5 内のランプの照明光は、ライトガイドケーブル 1 5 を介して光学式内視鏡 2 内のライトガイド 1 4 へ伝送され、挿入部 1 1 の先端部のライトガイド 1 4 の先端面から前方へ出射され、患者の体腔内などの被写体を照明する。

【 0 0 3 5 】

照明された被写体の反射光は、先端部に設けられた対物レンズ 1 6 により結像され、内視鏡 2 内に設けられたリレーレンズ系 1 7 による像伝送手段等を介して、CCD 2 5 へ結像される。像伝送手段はリレーレンズ系の他に、イメージガイドファイバ等でも良い。

【 0 0 3 6 】

CCD 2 5 は、CCD 駆動信号が印加されることにより、光電変換して蓄積した信号電荷を、バッファアンプ 2 6 でケーブル伝送のための電流増幅を行い、カメラケーブル 2 2 を介してコネクタ 2 3 側に CCD 出力信号として出力する。この CCD 出力信号は CDS 回路 3 1 で相関二重サンプリングされる。

【 0 0 3 7 】

サンプリング信号はタイミングジェネレータ 3 4 から供給されるが、この時、CCD 出力信号とサンプリングパルスとの関係は図 5 のようになるように位相調整回路 3 5 で位相調整される。

【 0 0 3 8 】

この場合、CCD 出力信号はカメラケーブル 2 2 を介して伝送されるため、伝送遅延が発生し遅延補償を行わないと、図 5 の様なタイミングとはならない。

【 0 0 3 9 】

この遅延補償を位相調整回路 3 5 にて CCD 駆動信号の位相を調整することで行う。

【 0 0 4 0 】

つまり、図 4 に示すように（タイミングジェネレータ 3 4 から出力された）水平駆動信号 ϕH およびリセット信号 ϕR は位相調整回路 3 5 に入力され、ボリュウム 5 2、5 2' を調整することで、CCD 出力信号とサンプリングパルス SH

a, S H b の関係が図 5 のようになるようにタイミング調整する。

【 0 0 4 1 】

つまり、サンプリングパルス S H a はフィードスルー波形部分のタイミングに一致し、サンプリングパルス S H b は信号波形部分のタイミングと一致するようにタイミング調整（位相調整）する。このタイミング調整を行う際のボリュウム 5 2、5 2' の調整は、テストピン 3 8, 3 9 の信号をオシロスコープなどで観測しながら行う。

【 0 0 4 2 】

位相調整された水平駆動信号 ϕ H およびリセット信号 ϕ R はドライバ 3 6 でケーブル駆動のために電流増幅されて C C D 2 5 へ供給される。

なお、本実施の形態では垂直駆動信号 ϕ V はタイミングジュネレータ 3 4 より直接 C C D 2 5 へ供給される。この場合、垂直駆動信号 ϕ V の出力タイミングから水平駆動信号 ϕ H の出力タイミングの間隔をケーブル長による時間遅延の幅より開けているので、垂直駆動信号 ϕ V によるケーブル長による時間遅延の影響を受けない。

【 0 0 4 3 】

垂直駆動信号 ϕ V の出力タイミングから水平駆動信号 ϕ H の出力タイミングの間隔をケーブル長による時間遅延の幅より小さくする場合には、垂直駆動信号 ϕ V に対しても位相調整を行う。

【 0 0 4 4 】

上記のようにタイミング調整を行うと、C D S 回路 3 1 ではフィードスルー部分のレベルと信号波形部分とのレベルがサンプリングされてその差の信号波形部分の信号成分が抽出されて A G C 回路 3 2 に入力され、増幅された後、A / D 変換回路でデジタル信号に変換されて C C U 6 内の映像処理回路 2 9 に入力されることになる。そして、この映像処理回路 2 9 で標準的な映像信号に変換されてテレビモニタ 7 に入力され、内視鏡画像が表示される。

【 0 0 4 5 】

また、タイミングジェネレータ 3 4 には C C U 6 内の同期信号発生器 4 5 より、クロック、水平同期信号、垂直同期信号がフォトカプラ 4 6 を介して供給され

る。

【 0 0 4 6 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

従来、ケーブル長の補償を PLL 回路等で行っていたが、本実施の形態によればケーブル長の補償を内視鏡撮像装置としてのテレビカメラ 3 側で補償できると共に、簡単な構成で精度良く補償できる。

【 0 0 4 7 】

また、従来技術ではケーブル長補正のために、映像処理装置内の回路が複雑化し、さらに駆動条件の異なる固体撮像素子を使用する場合には、それぞれに対応した駆動回路が必要であったが、本実施の形態では内視鏡撮像装置側で対応でき、そのような問題点を解消でき、映像処理装置としての CCU 6 の構成を簡素化できる。

【 0 0 4 8 】

また、本実施の形態では、駆動信号の位相をケーブル長に応じて調整しているため、相関二重サンプリングのサンプリング信号は CCU 6 内のクロックと位相が一致した状態でサンプリングされる。このため、位相差を CCU 6 で把握する必要は全く無くなり、位相差という意味では CCU 6 とテレビカメラ 3 との信号処理を完全に切り離すことができる。

【 0 0 4 9 】

また、本実施の形態は、図 6 に示すように、（内視鏡撮像装置として）先端部に固体撮像素子を備えた電子内視鏡（或いはビデオスコープ）の場合でも適用できる。

【 0 0 5 0 】

図 6 に示す内視鏡装置 5 5 は撮像手段を内蔵した電子内視鏡 5 6 と、この電子内視鏡 5 6 に照明光を供給する光源装置 5 と、信号処理して映像信号を生成する CCU 6 と、CCU 6 から出力される映像信号を表示するテレビモニタ 7 とから構成される。

電子内視鏡 5 6 は体腔内に挿入する挿入部 6 1 と、術者がスコープを持つために設けられ、図示しないスイッチなどが搭載されている操作部 6 2 と、操作部 6

2から基端が延出されるユニバーサルケーブル63と、このユニバーサルケーブル63の末端に設けたコネクタ部64とを有し、このコネクタ部64の前端側に突出するライトガイド口金は光源装置5に着脱自在で接続される。

このコネクタ部64にはケーブル部66の一端が接続され、このケーブル部66の他端のコネクタ67はCCU6に着脱自在で接続される。

【0051】

挿入部61内等には照明光を伝送するライトガイドファイバ71が挿通され、その後端のライトガイド口金を光源装置5に接続することにより、光源装置5から照明光が供給され、供給された照明光を伝送して、挿入部61の先端部72のライトガイドファイバ71の先端面からさらに照明レンズを経て患部などの被写体側に出射し、被写体側を照明する。

【0052】

この先端部72には対物レンズ73が取り付けられ、その結像位置にはCCD74が配置されている。このCCD74の撮像面にはモザイクフィルタ74aが設けてあり、光学的に色分離する。また、CCD74の信号出力端にはバッファアンプ75が設けてある。

【0053】

CCD74（及びバッファアンプ75）は挿入部61、操作部62、ユニバーサルケーブル63内の信号線76とケーブル部66内の信号線を介してCCU6と接続される。この内視鏡装置55では、例えば操作部62内には（図2で示した）前処理回路28が設けてある。

【0054】

この電子内視鏡56の場合には操作部62に空間的な余裕があるため、図2の前処理回路28を操作部62内に設けているが、図6の2点鎖線で示すようにコネクタ部64内に符号28bで示すように設けても良いし、またコネクタ67内に符号28cで示すように設けても良い。

この内視鏡装置55の場合にも、ケーブル長の補償を電子内視鏡56側で補償できるため、精度の良いケーブル長の補償ができると共に、CCU6側の回路規模を簡素化できる。

【 0 0 5 5 】

また、本実施の形態は図 1 及び図 6 から以下の内視鏡システムを構成できることを示している。

図 1 及び図 6 から分かるように、それぞれ固体撮像素子としての CCD 2 5, 7 4 をそれぞれ有し、かつケーブル長が異なる（第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置としての）テレビカメラ外付け内視鏡 4 及び電子内視鏡 5 6 と、これらが選択的に着脱自在に接続され、共通の映像信号処理を行う CCU 6 とを有する内視鏡システムを構成できる。

【 0 0 5 6 】

この内視鏡システムではテレビカメラ外付け内視鏡 4 側及び電子内視鏡 5 6 側に CCD 駆動信号と CCD 出力信号における信号部分をサンプリングするサンプリング信号とを生成するタイミングジェネレータ 3 4 及び CCD 駆動信号のタイミングを調整する位相調整回路 3 5 等をそれぞれ備えた前処理回路 2 8 を設けているので、テレビカメラ外付け内視鏡 4 側及び電子内視鏡 5 6 側でそれぞれケーブル長に応じた位相調整を行うことにより、共通化された CCU 6 には CDS 回路 3 1 のサンプリングパルス（このサンプリングパルスは水平同期信号と所定の位相関係にある）に合うようにタイミング調整された所定のデジタル映像信号を入力でき、共通化された CCU 6 により標準的な映像信号を生成してテレビモニター 7 で表示することができる。

【 0 0 5 7 】

この内視鏡システムの場合にも、ケーブル長の補償をテレビカメラ外付け内視鏡 4 側或いは電子内視鏡 5 6 側で補償できるため、精度良くケーブル長の補償ができると共に、CCU 6 側の回路規模を簡素化できる。

【 0 0 5 8 】

また、ここではケーブル長が異なる場合で説明したが、CCD 駆動条件が異なる場合にも、CCU 6 の構成は簡単になる。

例えば、CCD 2 5 と CCD 7 4 とで画素数が異なる場合、それぞれの画素数に応じてタイミングジェネレータ 3 4 の CCD 駆動信号のパルス数等を変更する必要があるが、その場合でも CCU 6 には（内視鏡画像に対応する実際の映像信

号期間は異なるが) 水平同期信号と一定の位相で同期したサンプリングパルスでサンプリングされたCDS出力信号が入力されることになり、共通の信号処理ができる。

【0059】

【第2の実施例】

次に図7から図9を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。図7は本発明の第2の実施の形態におけるテレビカメラの詳細構成図、図8はCCUの詳細構成図、図9は位相調整回路の構成を示す。なお、第1の実施の形態と同様な部分は説明を省略する。

【0060】

本実施の形態の構成は第1の実施の形態において、図2に示す前処理回路28の構成において、位相調整回路35に電子ボリューム(以下、EVRと略記)80が接続されている(図7参照)。このEVR80は図8のCCU6内の映像処理回路29内のEVR設定回路81から制御信号が供給される。

【0061】

また、CDS回路31の入力信号とタイミングジェネレータ34から出力されるサンプリングパルスは図8に示すCCU6の映像処理回路29内に入力され、映像処理回路29内のテストピン82、83でそれぞれ観測できるようになっている。

【0062】

また、本実施の形態における位相調整回路35の構成を図9に示す。この位相調整回路35は図4の位相調整回路35において、ボリューム52の代わりに固定値の抵抗R1とし、さらに抵抗R1とインバータ54との間にコンデンサCを設け、このコンデンサCとインバータ54との接続点に抵抗R2と直列のEVR80を介して接地している。

【0063】

そして、EVR設定回路81からの設定信号により、EVR80の抵抗値を可変設定し、位相を調整できるようにしている。なお、図9では例えば水平駆動信号側のみを示している。リセット信号側も同様の構成である。

【 0 0 6 4 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

本実施の形態における位相調整回路 3 5 は図 9 のようになっている。そして、タイミングジェネレータ 3 4 から出力された水平駆動信号とリセット信号は図 8 の CCU 6 の映像処理回路 2 9 に入力される。位相調整回路 3 5 には EVR 8 0 から制御電圧が供給され、CCD 信号とサンプリングパルスが図 4 のような位相関係となるように調整される。

【 0 0 6 5 】

この調整は、CCU 6 内でテストピン 8 2、8 3 の波形を観測しながら EVR 設定回路 8 1 で制御信号を作成し、テレビカメラ 3 側のコネクタ 2 3 内の前処理回路 2 8 の EVR 8 0 に設定を記憶させる。

【 0 0 6 6 】

本実施例は第 1 の実施の形態の効果に加え、位相の調整を EVR 8 0 で CCU 6 側から行っているため、コネクタ 2 3 内にトリマ或いは可変抵抗器などの調整手段を設ける必要がなく、また調整用の調整穴などをコネクタ部に設ける必要がないため、コネクタ 2 3 を完全に密封する構造が採用でき、テレビカメラ 3 側の防水構造が簡単にできるし電磁シールド性も向上できる効果がある。

また、本実施の形態も第 1 の実施の形態と同様に、図 6 に示すような電子内視鏡 5 6 の場合にも適用できる。

【 0 0 6 7 】

なお、位相調整回路 3 5 として、例えば図 1 0 に示すように複数の遅延素子 9 1 を用いて構成しても良い。

この位相調整回路 3 5 は縦列接続された遅延素子 9 1 (その遅延量を D とする) と、これら縦列接続された遅延素子 9 1 と接続された端子 T a, T b, T c, ..., T f, T g を選択するマルチプレクサ 9 2 とからなり、TG 3 4 からの入力信号 (水平駆動信号 ϕH 或いはリセット信号 ϕR) はマルチプレクサ 9 2 で選択された端子 T i を経てその端子 T i に対応する数の遅延素子 9 1 による遅延量 (D の整数倍) により遅延されて位相調整された出力信号となり出力される。

【0 0 6 8】

なお、マルチプレクサ 9 2 による端子 T i の選択信号は例えばコネクタ 2 3 と接続される C C U 6 側からの選択信号発生回路で設定される。この選択信号発生回路は例えばディップスイッチで設定しても良い。

【0 0 6 9】

[付記]

1. 内部に固体撮像素子を備えた内視鏡撮像装置と、該内視鏡撮像装置の信号伝送系を介して接続され、標準的な映像信号を生成する映像処理装置とを備えた内視鏡装置において、

前記内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに対して適正なタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【0 0 7 0】

2. それぞれ固体撮像素子と、該固体撮像素子と接続され、長さが異なる信号伝送系とを備えた少なくとも第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と、該第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と着脱自在に接続され、標準的な映像信号を生成する共通の映像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、

前記第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに対して適正なタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けたことを特徴とする内視鏡システム。

【 0 0 7 1 】

3. 付記 1 において、前記内視鏡撮像装置は光学式内視鏡と該光学式内視鏡に着脱自在で接続され、内部に前記固体撮像素子を備えたテレビカメラとからなるテレビカメラ外付け内視鏡である内視鏡装置。

4. 付記 1 において、前記内視鏡撮像装置は挿入部の先端部の対物光学系の結像位置に前記固体撮像素子を内蔵した電子内視鏡である内視鏡装置。

【 0 0 7 2 】

5. 付記 1 において、前記サンプリング回路と、タイミング信号発生器と、位相調整回路とは前記映像信号処理装置に着脱自在で接続されるコネクタ内に設けた内視鏡装置。

(付記 1 ～ 5 の効果) 従来技術の有するケーブル長補正のために、映像処理装置内の回路が複雑化し、さらに駆動条件の異なる固体撮像素子を使用する場合には、それぞれに対応した駆動回路が必要であったという問題点を解消できる。

【 0 0 7 3 】

6. 付記 4 において、前記サンプリング回路と、タイミング信号発生器と、位相調整回路とは前記電子内視鏡の操作部内に設けた内視鏡装置。

(付記 6 の効果) 上記付記 1 ～ 5 の効果に加え更に、空間的に余裕のある操作部に回路を設ける事で、コネクタを大きくすることなく、内視鏡撮像装置内に回路を搭載することができる。

【 0 0 7 4 】

7. 付記 1 において、記載の位相調整回路に制御信号を与える電子ボリュームを内視鏡撮像装置内に設けた内視鏡装置。

8. 付記 1 において、位相調整回路に制御信号を与える電子ボリュームをコネクタ内に設けた内視鏡装置。

9. 付記 1 において、位相調整回路に制御信号を与える電子ボリュームをコネクタ内に設けた内視鏡装置。

【 0 0 7 5 】

10. 付記 1 において、固体撮像素子の出力信号と、タイミング信号発生器から

出力されるサンプリング信号を直接、映像処理装置に伝送する伝送線を設けた内視鏡装置。

1 1. 付記 5 において、固体撮像素子の出力信号と、タイミング信号発生器から出力されるサンプリング信号を直接、映像処理装置に伝送する伝送線を設けた内視鏡装置。

(付記 7～1 1 の効果) 上記の効果に加えさらに、位相調整に電子ボリュウムを用いることで、調整を映像処理装置内で行うことができ、内視鏡撮像装置には調整用の穴などの調整手段を設ける必要が無いため、完全に密封する構造にすることができ、防水性や電磁シールド性能が向上する。

【0 0 7 6】

1 2. 付記 2 において、前記映像処理装置は同期信号を発生する同期信号発生回路を有し、前記第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置は、前記同期信号と所定の位相関係の映像信号を前記映像処理装置に出力する内視鏡システム。

1 3. 内部に固体撮像素子を備えた撮像装置と、撮像装置からの信号を信号処理し画像信号を出力する映像処理装置で構成される内視鏡装置において、

前記撮像装置は、前記固体撮像素子から出力される信号をサンプリングするサンプリング回路とサンプリング回路の出力をデジタル信号に変換するアナログ／デジタル変換回路と、

前記サンプリング回路とアナログデジタル変換回路にサンプリング信号およびクロック信号を供給するとともに、

前記撮像素子に駆動信号を供給するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を調整する位相調整回路と、

を前記撮像装置内に設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【0 0 7 7】

1 4. 内部に固体撮像素子を備えた内視鏡撮像装置と、

前記内視鏡撮像装置から送出された撮像信号を処理して映像信号に変換する映像処理装置とを備えた内視鏡装置において、

前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回

路と、

少なくとも前記固体撮像素子を駆動するための駆動信号と、前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記駆動信号の位相と前記出力信号の位相を相対的に任意に調整することが可能な位相調整回路と、

を前記映像処理装置に入力されるより前に設け、前記固体撮像素子から送出される出力信号と前記サンプリング信号との伝送経路での位相のズレを調整することを特徴とする内視鏡装置。

【0 0 7 8】

1 5. 内部に固体撮像素子を備え、この固体撮像素子から出力される撮像信号を映像信号に変換する映像処理装置に送出する内視鏡撮像装置において、

前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

少なくとも前記固体撮像素子を駆動するための駆動信号と、前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記駆動信号の位相と前記出力信号の位相を相対的に任意に調整することが可能な位相調整回路と、

を前記映像処理装置に入力されるより前に設け、前記固体撮像素子から送出される出力信号と前記サンプリング信号との伝送経路での位相のズレを調整することを特徴とする内視鏡撮像装置。

【0 0 7 9】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、内部に固体撮像素子を備えた内視鏡撮像装置と、該内視鏡撮像装置の信号伝送系を介して接続され、標準的な映像信号を生成する映像処理装置とを備えた内視鏡装置において、

前記内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けているので、信号伝送系の長さが異なる場合でも、その信号伝送系を備えた内視鏡撮像装置側の位相調整回路により、タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに精度良く調整することができ、従って映像処理装置にはサンプリング信号のタイミングに調整された所定のタイミングでサンプリングされた出力信号が入力され、映像処理装置の構成を簡素化できる。

【 0 0 8 0 】

また、それぞれ固体撮像素子と、該固体撮像素子と接続され、長さが異なる信号伝送系とを備えた第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と、該第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置と着脱自在に接続され、標準的な映像信号を生成する共通の映像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、

前記第 1 及び第 2 の内視鏡撮像装置側に、前記固体撮像素子から出力される出力信号をサンプリングするサンプリング回路と、

前記固体撮像素子に駆動信号と前記サンプリング回路で前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号を発生するタイミング信号発生器と、

前記タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに調整する位相調整回路と、

をそれぞれ設けているので、信号伝送系の長さが異なる第 1 或いは第 2 の内視鏡撮像装置が映像処理装置に接続された場合でも、その信号伝送系を備えた第 1 或いは第 2 の内視鏡撮像装置側の位相調整回路により、タイミング信号発生器から出力された駆動信号の位相を、前記出力信号をサンプリングするサンプリング信号のタイミングに精度良く調整することができ、従って信号伝送系の長さが異なる第 1 或いは第 2 の内視鏡撮像装置の場合でも、映像処理装置にはサンプリング信号のタイミングに調整された所定のタイミングでサンプリングされた出力信号が入力され、共通の映像処理装置で映像処理でき、その映像処理装置の構成を

簡素化できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 2】

内視鏡撮像装置としてのテレビカメラ及び前処理回路の電気系の構成を示すブロック図。

【図 3】

CCU の電気系の構成を示すブロック図。

【図 4】

位相調整回路の構成を示す回路図。

【図 5】

CDS 回路による信号成分サンプリングの動作を示す説明図。

【図 6】

電子内視鏡を用いた場合の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 7】

本発明の第 2 の実施の形態にけるテレビカメラの構成を示すブロック図。

【図 8】

CCU の電気系の構成を示すブロック図。

【図 9】

位相調整回路の構成を示す回路図。

【図 10】

変形例における位相調整回路の構成を示す回路図。

【符号の説明】

- 1 … 内視鏡装置
- 2 … 光学式内視鏡
- 3 … テレビカメラ
- 4 … テレビカメラ外付け内視鏡
- 5 … 光源装置

6 … CCU

7 … テレビモニタ

1 1 … 挿入部

1 4 … ライトガイド

1 6 … 対物レンズ

2 1 … カメラヘッド

2 2 … カメラケーブル

2 3 … コネクタ

2 5 … CCD

2 8 … 前処理回路

2 9 … 映像処理回路

3 1 … CDS 回路

3 4 … TG

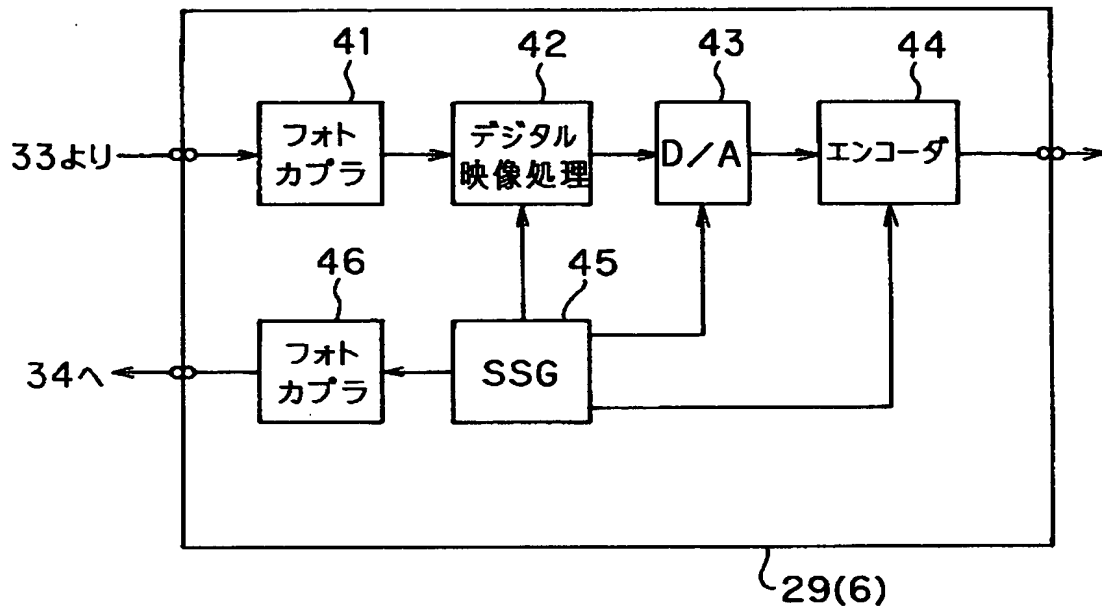
3 5 … 位相調整回路

5 2, 5 2' … ボリウム

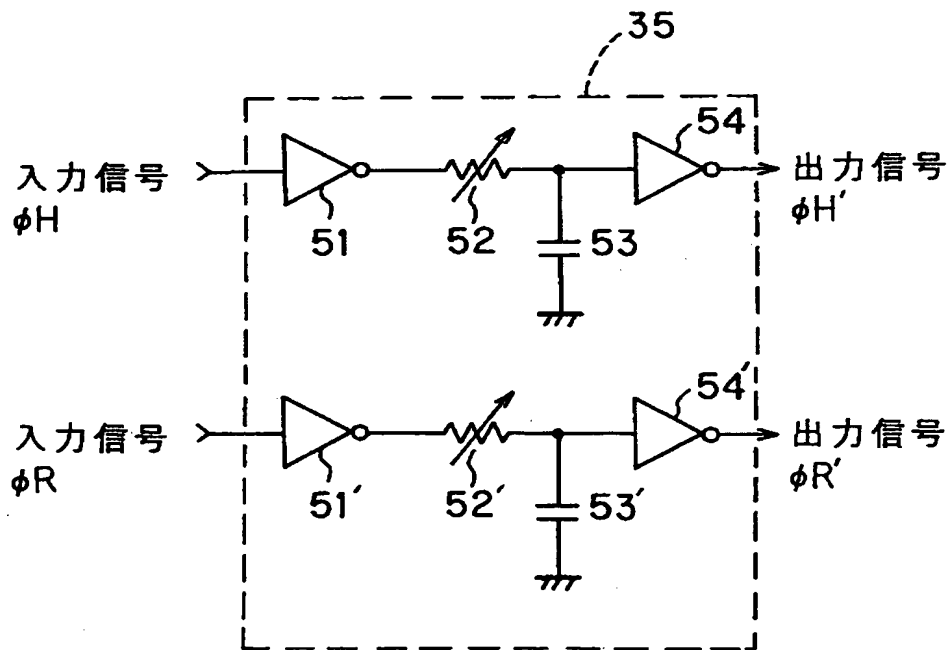
5 3, 5 3' … コンデンサ

代理人 弁理士 伊藤 進

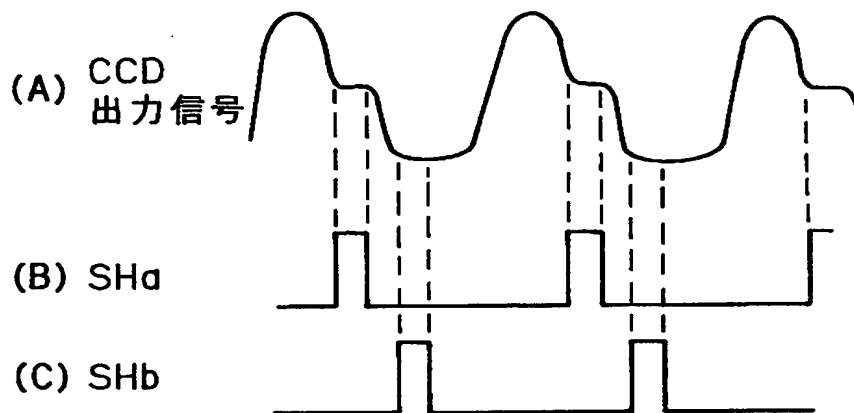
【図 3】



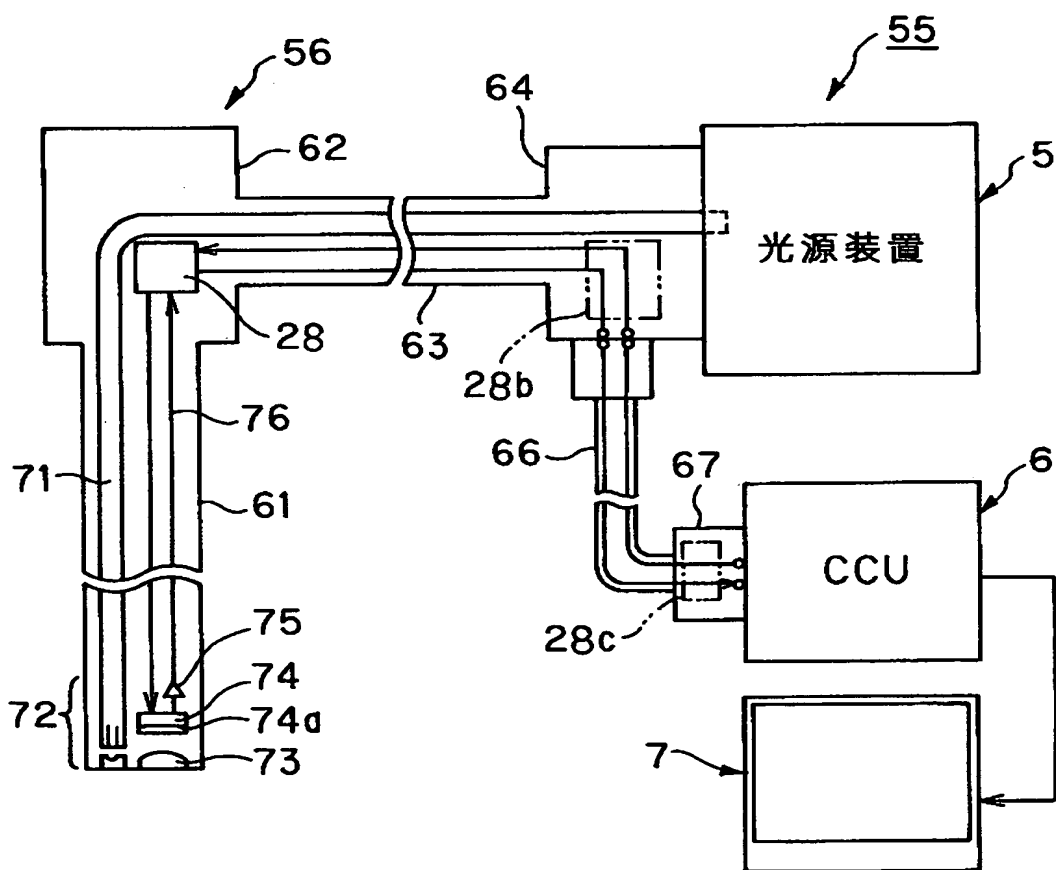
【図 4】



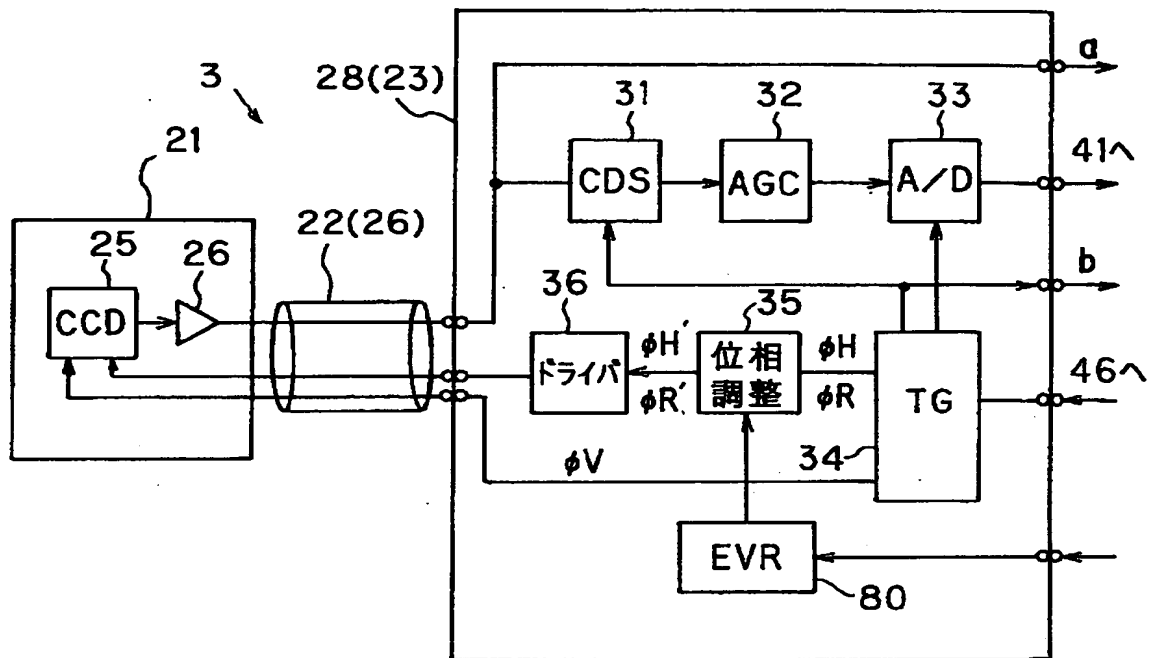
【図 5】



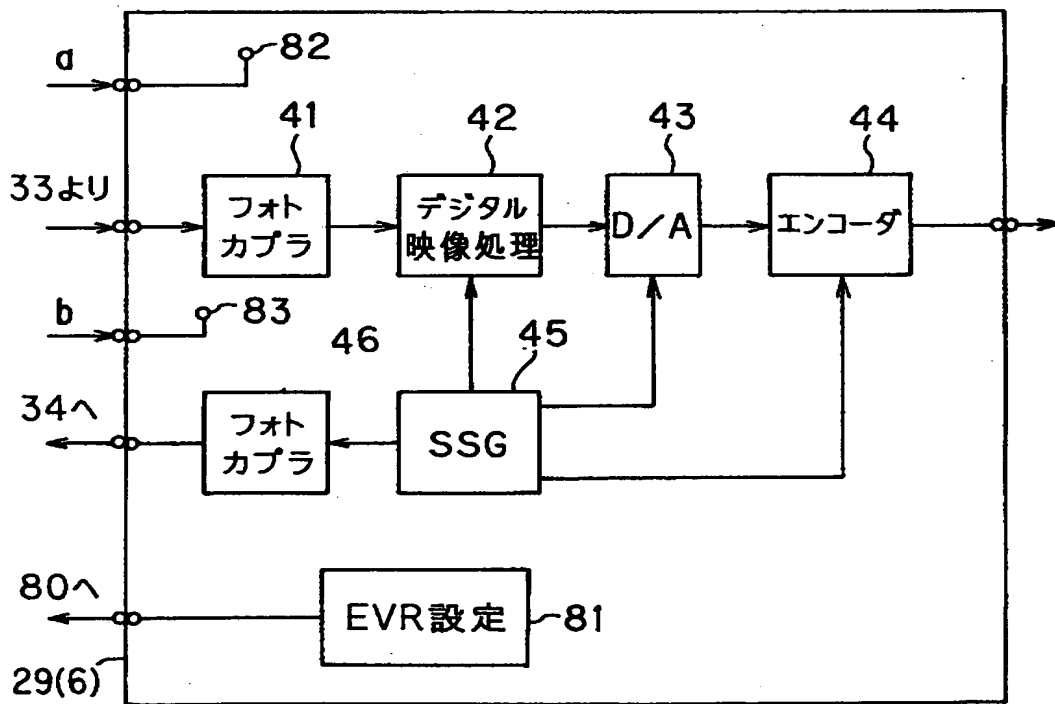
【図 6】



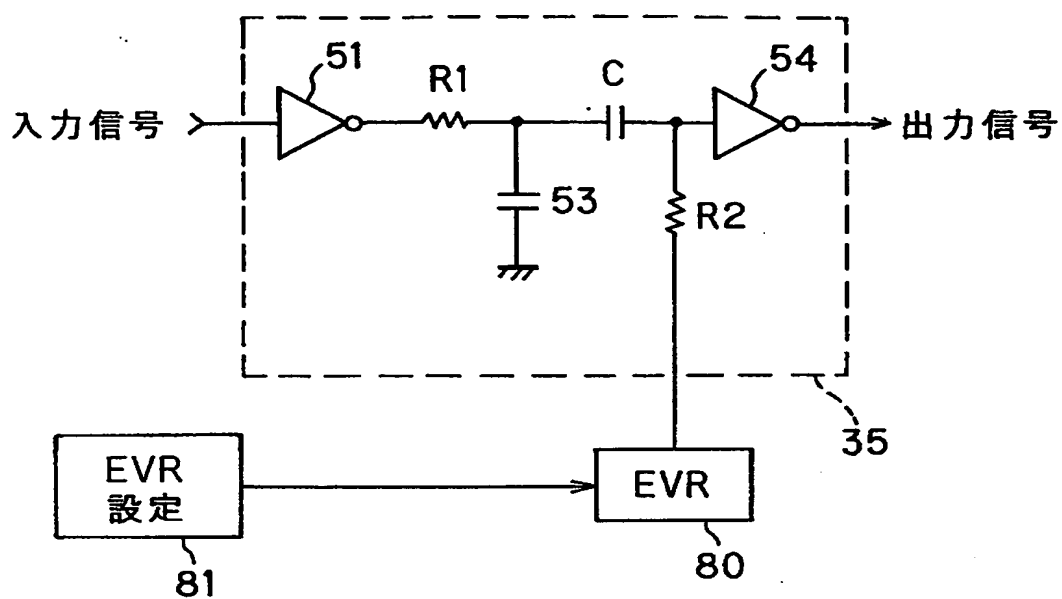
【図 7】



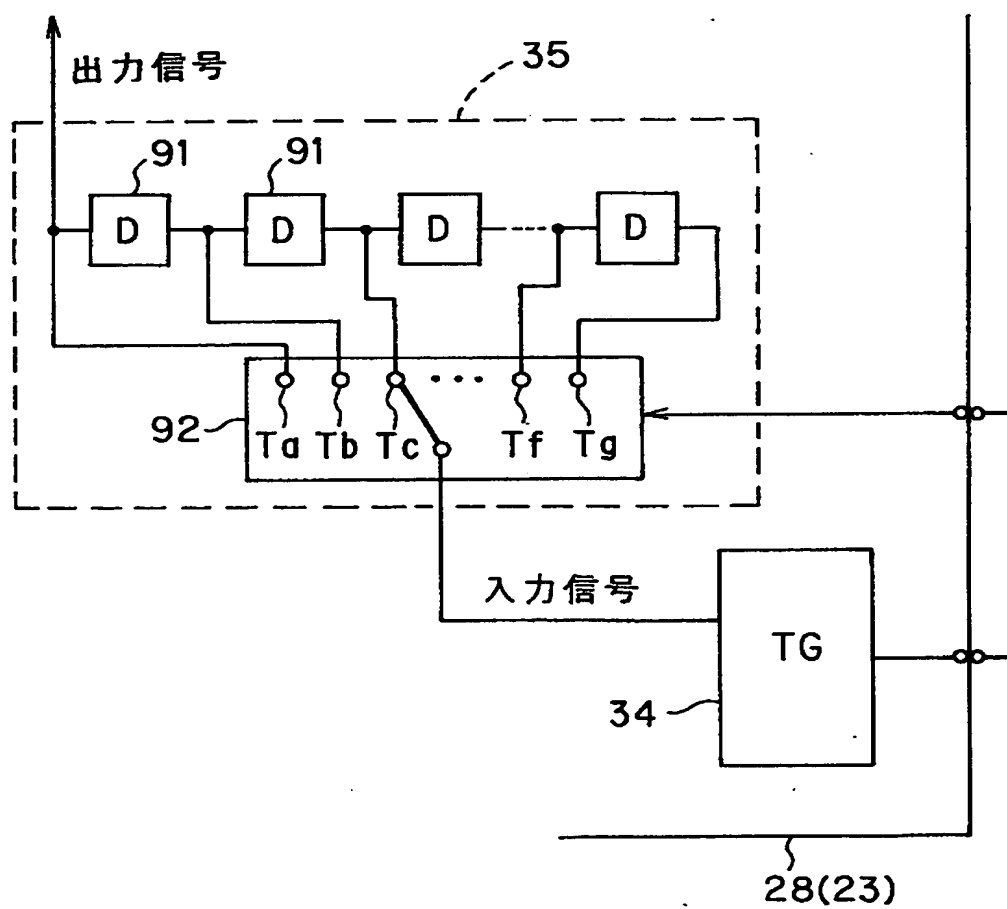
【図 8】



【図9】



【図 10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 ケーブル長が異なる内視鏡撮像装置が接続される場合でも、簡単な構成で精度良くタイミング調整を行うことができる内視鏡装置及び内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 内視鏡撮像装置を構成し、内部にCCD 25を設けたテレビカメラ3はカメラヘッド21と、カメラケーブル22と、映像処理装置としてのCCUに着脱自在で接続されるコネクタ23とからなり、このコネクタ23内に設けた前処理回路28内にCCD出力信号における信号成分をサンプリングするCDS回路31と、CCD 25を駆動する駆動信号及び前記サンプリングするためのサンプリングパルスを発生するタイミングジェネレータ34と、カメラケーブル22により信号遅延するためにCDS回路31で信号成分をサンプリングするタイミングに合うように駆動信号に対して位相調整を行う位相調整回路35等を設けることにより、ケーブル長が異なる場合でも位相調整回路35側で精度良く補償でき、かつCCU 6の構成を簡単化できるようにした。

【選択図】 図2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000000376]

1. 変更年月日 1990年 8月20日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
氏 名 オリンパス光学工業株式会社